

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-070305

(43)Date of publication of application : 21.03.2001

(51)Int.Cl.

A61B 8/08

A61B 8/06

(21)Application number : 11-248978

(71)Applicant : MATSUSHITA ELECTRIC IND CO
LTD

(22)Date of filing : 02.09.1999

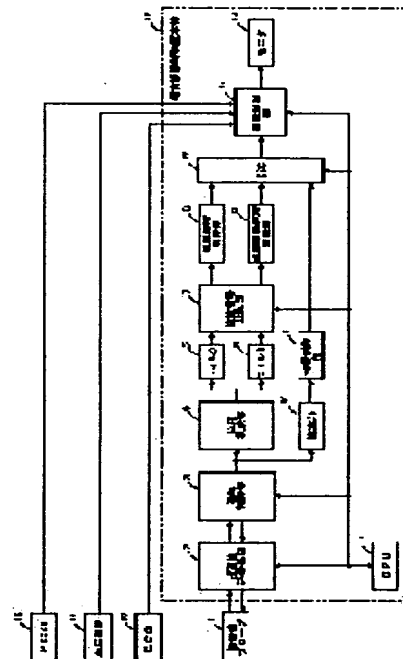
(72)Inventor : SUNAKAWA KAZUHIRO
SORINAKA YOSHINAO
KANAI HIROSHI

(54) SONOGRAPH

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To measure blood flow velocity and velocity of a blood wall at the same time by separating ultrasonic echo from blood flow and that from a blood wall.

SOLUTION: Ultrasonic echo from blood flow and a blood wall is phase detected and compared by separation with a filter. A deflection angle of echo line is controlled in such a direction that blood flow and velocity of a blood wall can be measured at the same time based on a comparison result in a delay control portion 3. Separated ultrasonic echo detection signal is operated in a real time way in a blood flow velocity operation part 8 and a tissue velocity operation part 9 to determine blood flow velocity and blood wall velocity. Then, a wave form of blood flow velocity and that of blood wall velocity are displayed in color on a B mode tomographic image.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 27.08.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3578680

[Date of registration] 23.07.2004

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's

BEST AVAILABLE COPY

(43)公開日 平成13年3月21日(2001.3.21)

(5)IntCl. A 61 B 8/08 A 61 B 8/06	識別記号 P I A 61 B 8/08 A 61 B 8/06	7-コード(参考) 4 C 3 0 1
---	---	------------------------

審査請求 未請求 請求項の枚数 4 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平11-248578	(71)出願人 000005521 松下電器産業株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
(22)出願日 平成11年9月2日(1999.9.2)	(72)発明者 砂川 和宏 宮城県仙台市青葉区明通二丁目五番地 株式会社松下通商仙台研究所内
	(72)発明者 反中 由臣 神奈川県横浜市中区新島四丁目3番1号 松下通商工業株式会社内
	(74)代理人 10009254 弁理士 役 島明 (外3名)

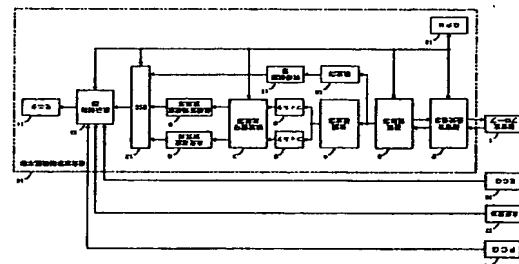
最終頁に図く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 血流からの超音波エコーと血管壁からの超音波エコーを分離して、血流速度と血管壁の運動速度を同時に計測する。

【解決手段】 血流と血管壁からの超音波エコーを位相検波し、フィルタで分離して比較する。遅延制御部3は、比較結果に基づいて、血流と血管壁の運動が同時に計測可能な方向に、音響線の偏向角度を制御する。分離した超音波エコー検波信号を、血流速度演算部8と組織運動速度演算部9でリアルタイムに演算して、血流速度および血管壁運動速度を求める。血流速度波形と血管壁運動速度波形を、Bモード断面画像上にカラー表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波プローブから生体内に超音波を送信する送信手段と、生体内から得られた超音波エコーを受信する受信手段と、前記超音波の受信音の音響線方向を制御する遅延制御手段と、前記超音波エコーを位相検波する位相検波手段と、前記位相検波した信号から組織からの超音波エコー成分を除去するフィルタと、前記位相検波した信号から血流からの超音波エコー成分を除去するフィルタと、前記組織からの超音波エコー成分を除いた信号と前記血流からの超音波エコー成分を除いた信号とを比較する検波信号比較手段と、前記位相検波した信号から血流速度を演算する血流速度演算手段と、前記位相検波した信号から血管壁を主とする組織の運動速度を演算する組織運動速度演算手段と、前記血流速度と血管壁を主とする組織の運動速度を表示する表示手段と、前記検波信号比較手段からの比較結果に基づいて、前記組織からの超音波エコー成分を除去した信号の位相と前記血流からの超音波エコー成分を除去した信号の位相とがそれぞれ所望の値になるように、前記遅延制御手段により超音波を送信する音響線の向きを制御する手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記検波信号比較手段からの比較結果に基づいて、前記組織からの超音波エコー成分を除去した信号の位相と前記血流からの超音波エコー成分を除去した信号の位相とがそれぞれ所望の値になるように、前記遅延制御手段により超音波を送信する音響線の向きを制御する手段とを具備することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】 前記血流速度演算手段と前記組織運動速度演算手段は、前記血流速度と前記血管壁を主とする組織の運動速度をリアルタイムに演算する手段を備え、前記表示手段は、前記血流速度と前記血管壁を主とする組織の運動速度を同時に表示する手段を備えたことを特徴とする請求項1、2記載の超音波診断装置。

【請求項4】 前記表示手段は、Bモード断面画像上に前記血流速度と前記血管壁を主とする組織の運動速度を重ねて表示する手段を備えたことを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】 本発明は、超音波診断装置に関する。特に、生体内の超音波エコー信号から血流速度や血管壁の運動速度を表示する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 動脈硬化診断を目的とした頸動脈の超音波診断は、現在の汎用超音波診断装置の主要機能であるBモード機能、Mモード機能、超音波エコーの位相検波手段、カラードプラ機能を用いた血流速度診断の結果を用いて行っている。

【0003】 Bモード機能では、血管内径の評価、血管

壁の評価、隆起病変の評価が行われ、Mモード機能では、時間的な血管径の変化の評価が行われ、FFTドプラ機能とカラードプラ機能では、隆起病変による血管狭窄部位の血流速度の評価が行われる。

【0004】 Bモード機能を用いた隆起病変の評価においては、隆起病変の存在や大きさの観測と、モニタに表される超音波エコー画像の画質から、病変の性状を判断することが行われている。しかし、Bモード機能を用いた評価法では、主に血管による隆起病変のような画質の底見しにくく、画質により性状を判断しているために、定量的に評価できないという問題がある。

【0005】 組織性状診断を目的とした超音波診断装置の機能として、第一に、特開9-313485号公報に開示されているように、組織ドプラーイメージングを用い、組織ドプラーイメージングがあげられるが、超音波プローブに対する組織の運動しない部分の検出が難しい。また、生体からの超音波エコー信号は組織だけでなく、血流からのエコー信号が含まれているが、組織ドプラーイメージングでは、超音波エコー信号のドプラー周波数について位相検波した信号について、組織の運動速度と血流速度を同一の超音波の送受信で行うことができない。

【0006】 同様な組織性状診断を目的とした超音波診断装置の機能として、第二に、特開10-5226号公報に開示されているように、超音波エコーの後出力信号の振幅と位相の情報から、最小二乗法を用いて、対象の瞬間的な位置を決定することによって、高精度なトラッキングを行い、拍動などによって大きく動いている組織の微小運動を計測することができるとしている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、従来の超音波診断装置では、血管内の隆起病変を診断する際に隆起病変の性状を知ることができず、同一の超音波の送受信では隆起病変部を流れる血流の速度を知ることができないという問題があった。

【0008】 本発明は、このような課題を解決し、生体組織からの超音波エコーの成分と血流の成分を分離して、組織の微小運動速度と血流速度の計測を同一の超音波の送受信で同時にを行うことを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するためには、超音波診断装置を、超音波プローブから生体内に超音波を送信する送信手段と、生体内から得られた超音波エコーを受信する受信手段と、超音波の送受信の音響線方向を制御する遅延制御手段と、超音波エコーを位相検波する位相検波手段と、位相検波した信号から組織からの超音波エコー成分を除去するフィルタと、位相検波した信号から血流からの超音波エコー成分

を除去するフィルタと、組織からの超音波エコー成分を除去した信号と血流からの超音波エコー成分を除去した信号を比較する検波信号比較手段と、位相検波した信号から血流速度を演算する血流速度演算手段と、位相検波した信号から血管壁を主とする組織の運動速度を演算する組織運動速度演算手段と、血流速度と血管壁を主とする組織の運動速度を表示する表示手段と、検波信号比較手段から血流速度と血流からの超音波エコー成分を除去した信号の位相と血流からの超音波エコー成分を比較し、それらが位相シフト(ドブラシフト)成分を算出できる値に達したとき、血流速度と血管壁の運動速度を演算する手段とを具備する構成とした。

[0010] このように構成したことにより、ユーザが容易に血管壁の運動速度を演算することができ、血流から超音波エコー成分と血管壁を主とする組織からの超音波エコー成分と血流速度と血管壁を主とした組織の運動速度を同時に計測することができる。

[0011] また、血流からの位相検波信号から血流速度演算手段で演算した結果と、血管壁を主とする組織からの位相検波信号を組織運動速度演算手段で演算した結果を、DSC(デジタル・スキャン・コンバート)で映像信号に変換し、Bモード画像と併せてモニタに提示する構成とした。このように構成したことにより、ユーザが容易に血管壁の運動速度を演算することができ、断面像上で血流速度および血管を主とする組織の運動速度が把握できる。

[0012]

[発明の実施の形態] 以下、本発明の実施の形態について、図1から図8を参照しながら詳細に説明する。

[0013] (第1の実施の形態) 本発明の第1の実施の形態は、組織からの超音波エコー成分を除去した信号の位相と、血流からの超音波エコー成分を除去した信号の位相が、それぞれ所望の値になるように、遅延制御部で超音波送受信の音響軸の向きを制御する超音波診断装置である。

[0014] 図1は、本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。図1において、超音波プロープ1は、電気信号を超音波に変換して生体へ送信する手段である。超音波送受信部2は、超音波プロープ1を介して生体への超音波の送受信を行う手段である。遅延制御部3は、送信の遅延制御を行う手段である。位相検波部4は、受信信号を位相検波する手段である。フィルタ5、6は、用途に応じて遮断周波数を設定できるフィルタである。検波信号比較部7は、位相から血流速度と血流からの超音波エコー成分を比較する手段である。血流速度演算部8は、血流速度を演算する手段である。組織運動速度演算部9は、血管壁の運動速度を演算する手段である。検波部10は、受信信号を包絡線検波する手段である。表示手段である。DSC12は、映像信号に変換する手段である。表示制御部13は、映像信号に変換する手段である。

る。モニタ14は、表示信号を表示する装置である。

[0015] 上記のように構成された本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の動作を説明する。超音波プロープ1は、生体への超音波の送受信を行う。超音波の送信は、超音波診断装置本体10の遅延制御部3により送信の遅延制御を行った後、送受信部2を経て、超音波プロープ1で電気信号を超音波に変換し、生体へ送信する。生体から得られた超音波エコーは、超音波プロープ1で電気信号に変換し、超音波送受信部2、遅延制御部3を経て、検波部10と位相検波部4に入力される。

[0016] 検波部10では、受信信号を包絡線検波し、包絡線検波した信号は、DSC12で映像信号に変換し、表示制御部13を経て、モニタ14に出力される。位相検波部4では、受信信号を位相検波する。フィルタ5、フィルタ6において、主に組織からの超音波エコー成分を除去した信号と、主に血流からの超音波エコー成分を除去した信号に分離する。検波信号比較部7を経て、DSC12で映像信号に変換し、表示制御部13を経て、モニタ14に出力される。

[0017] フィルタ5、フィルタ6は基本的に同じ機能のものであり、用途に応じて遮断周波数を設定することができものである。図2は、フィルタ5、フィルタ6の特性を示す図である。生体からの超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)20、21は、組織からのもので小さく、血流からのものではない。図2では、ハイパスフィルタ(HPF)によって、組織からの超音波エコー成分を除去し、血流からのドブラシフト信号を抽出する。ローパスフィルタ(LPF)によって、血流からの超音波エコー成分を除去し、組織からのドブラシフト信号を抽出する。例を合わせて示している。しかし、生体からの超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分は、組織からのものと血流からのものを分離できない場合もある。フィルタ5、フィルタ6の遮断周波数を任意に設定できるようにしてもよい。

[0018] 図3に、超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分に応じて、LPFの遮断周波数を任意に設定する例を示す。図3では、LPFの例を示したが、HPFでも同様な設定が可能である。また、血流からの超音波エコーの振幅が小さいことを利用して、あるレベルの閾値で血流からの超音波エコー成分を除去してもよい。

[0019] フィルタ5、フィルタ6によって、血流による超音波エコー成分と、組織による超音波エコー成分に分離された信号は、検波信号比較部7で、位相あるいは振幅等を比較される。比較結果から、血流による超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分と組織による超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分の両方が検出できるように、遅延制御手段3により、超音波送受信の音響軸の向きを制御する。直交する血流の方向と血管壁の運動を同時に計測可能な超音波送受信の

音響軸方向に、超音波プロープから送信する音響軸の向きを制御する。

[0020] 上記のように、本発明の第1の実施の形態では、超音波診断装置を、組織からの超音波エコー成分を除去した信号の位相と、血流からの超音波エコー成分を除去した信号の位相が、それぞれ所望の値になるように、遅延制御部で超音波送受信の音響軸の向きを制御する構成としたので、血流による超音波エコー成分と、組織による超音波エコー成分を分離して測定できる。

[0021] (第2の実施の形態) 本発明の第2の実施の形態は、検波信号比較部4の比較結果に基づいて、組織からの超音波エコー成分を除去した信号と、血流からの超音波エコー成分を除去した信号が分離するように、遅延制御部により超音波送受信の音響軸の向きを制御して観測する超音波診断装置である。

[0022] 本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の構成は、図1と同じである。図4(a)は、本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の超音波送受信の方向を制御する手段を示す図であり、図4(b)は、得られる超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)を示す図である。図5(a)は、超音波音響軸の方向が血流の方向と直交する場合を示す図であり、図5(b)は、そのときの超音波エコー位相シフト(ドブラシフト)の例を示す図である。図6(a)は、超音波音響軸の運動方向角度を大きくした場合の例を示す図であり、図6(b)は、そのときの超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)の例を示す図である。図7は、生体に対して超音波が平行でない場合の計測の模式図である。

[0023] 上記のように構成された本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の動作を説明する。図1の超音波診断装置において、血流速度と組織の運動速度を同時に測定する場合は、生体からの超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)が分離するように超音波音響軸の方向を制御することにより、直交する血流の方向と血管壁の運動を同時に計測することができる。図4に、超音波音響軸の方向を制御する(血管の長手方向及び血流の直交方向)に対し、超音波プロープから送信する超音波送受信の音響軸の向きを傾ける例と、得られる超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)の例を示す。

[0024] 超音波プロープ1から送受信される超音波の音響軸方向が、血管壁の運動方向と同じ場合、超音波音響軸方向と血流の方向が直交するために、血流からの超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)は計測できない。図5に、超音波音響軸の方向が血流の方向と直交する場合の例と、そのときの超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)の例を示す。

[0025] また、超音波プロープ1から送受信される超音波の音響軸方向が、なるべく血流の方向と同じにな

るように偏向した場合、血管壁の運動による超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)は微小になり、計測できない。図6に、超音波音響軸の偏向角度を大きくした場合の例と、そのときの超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)の例を示す。

[0026] 検波信号比較部7は、血管壁の運動による超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分と、血流による超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分を比較し、それらが位相シフト(ドブラシフト)成分を算出できる値に達したとき、血流速度と血管壁の運動速度を演算する手段とを具備する構成とした。

[0027] なお、血管壁の運動による超音波エコーと、血流による超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)の他に、周波数スペクトルの振幅等も含めてもよい。また、超音波送受信の音響軸の方向をBモード画像に図示し、ユーザが容易に修正できるようにしてもよい。

[0028] 上記のように、本発明の第2の実施の形態では、超音波診断装置を、検波信号比較部4の比較結果に基づいて、組織からの超音波エコー成分を除去した信号と、血流からの超音波エコー成分を除去した信号が分離するように、遅延制御部により超音波送受信の音響軸の向きを制御して観測する構成としたので、組織の微小運動速度と血流速度の計測を同時に行うことができる。

[0029] (第3の実施の形態) 本発明の第3の実施の形態は、血流速度と血管壁の運動速度をリアルタイムに演算して、血流速度の波形と血管壁の運動速度を、同時にモニタのBモード画像上に表示する超音波診断装置である。

[0030] 本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置の構成は、図1と同じである。図8は、Bモード画像上に、血流速度と血管壁の運動速度を波形で表示した例の模式図である。

[0031] 上記のように構成された本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置の動作を説明する。図1の超音波診断装置において、受信した1つの超音波エコーを、フィルタ5とフィルタ6により、血流による超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分と、血管壁の運動による超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分とを分離して測定する。図9に、血流速度と血管壁の運動による超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分と、血管壁の運動による超音波エコーの位相シフト(ドブラシフト)成分を比較する手段である。血流速度演算部8と組織運動速度演算部9において、血流速度と血管壁の運動速度がFFT(フーリエ変換)に基づき演算される。図10に、血流速度と血管壁の運動速度を演算した結果を映像信号に変換する。表示制御部13において、Bモード画像上に、血流速度と血管壁の運動速度を表示した映像信号に変換し、モニタ14に出力する。図

8は、Bモード画像上に、血流速度と血管壁の運動速度を波形表示した例である。図8の例では、Bモード画面上に波形を表示しているが、Mモード等、他の診断モード上に表示しても良い。また、血流速度と血管壁の運動速度の他に、血管壁の運動速度から求められる血管壁厚変化、心電波形 (ECG)、心音波形 (PCG)、血圧変化、心電波形 (ECG)、心音波形 (PCG)、血圧変化を同時に表示しても良い。また、表示の形態は波形の他に、数値、音、棒グラフでも良い。

【0033】血管壁の運動速度の演算をFFT法【0033】血管壁の運動速度の演算をFFT法によるものとして説明したが、その他の方法として、高精度なトラッキングを行い、大きく動いている組織の微小運動速度の波形を表示する方法がある。この方法によれば、血流の渦の乱れの分布の状態と血管壁の運動の関係のよりよい把握が可能となる。

【0034】上記のように、本発明の第3の実施の形態では、超音波診断装置を、血流速度と血管壁の運動速度をリアルタイムに演算して、血流速度と血管壁の運動速度の波形を、モニタのBモード画像上に同時に表示する構成としたので、血管壁の傾斜角度を認識しながら、断面画像上で血流速度および血管の運動速度を計測できる。

【0035】(第4の実施の形態) 本発明の第4の実施の形態は、血流速度と血管壁の運動速度をリアルタイムに演算し、Bモード断面画像上に、血流速度と血管壁の運動速度を重ねて表示する超音波診断装置である。ここでは、例として血流速度と血管壁の運動速度をカラーで表示する場合について説明する。

【0036】本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置の構成は、図1と同じである。図1の超音波診断装置において、受信した複数の音響線の超音波エコーを、フィルタ5とフィルタ6により分離し、血流による超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト) 成分と、血管壁の運動による超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト) 成分は、検波信号比較部7を経て、それぞれ血流速度演算部8と組織運動速度演算部9に送られて、血流速度と血管壁の運動速度が演算される。

【0037】DSC12では、血流速度と血管壁の運動速度を演算した結果を映像信号に変換する。表示制御部13において、Bモード画像上に血流速度と血管壁の運動速度を二次元的カラー表示する信号に変換されて、モニタ14に出力される。血流速度のカラー表示は、速度表示の他に、自己相関法による分散表示とパワー表示を行う。また、血管壁の運動については、速度表示、分散表示、パワー表示の他に、血管壁の運動速度から求められる血管壁厚変化の表示を行う。

【0038】上記のように、本発明の第4の実施の形態では、超音波診断装置を、血流速度と血管壁の運動速度をリアルタイムに演算し、Bモード断面画像上に、血流速度と血管壁の運動速度に応じた二次元的カラー表示をする構成としたので、断面画像上で血流速度および血管

主とする組織の運動速度やその他の状態パラメータを容易に把握できる。

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、本発明では、超音波診断装置を、超音波プローブから生体内に超音波を送信する送信手段と、生体内から得られた超音波エコーを受信する受信手段と、超音波の受信の音響線方向を制御する送信制御手段と、超音波エコーを位相検波する位相検波手段と、位相検波した信号から組織からの超音波エコー成分を除去するフィルタと、位相検波した信号から血流からの超音波エコー成分を除去するフィルタと、組織からの超音波エコー成分を除去した信号と、血流からの超音波エコー成分を除去した信号とを比較する検波信号比較手段と、検波信号比較手段からの比較結果に基づいて、組織からの超音波エコー成分を除去した信号の位相と血流からの超音波エコー成分を除去した信号の位相がそれぞれ所望の値になるように、送信制御手段により超音波送信の音響線の向きを制御する手段とを具備する構成としたので、超音波音響線方向を自由に傾向させて、血流からの超音波エコーと血管壁を主とする組織からの超音波エコーを分離して、血流速度と血管壁を主とした組織の運動速度を同時に計測できるといふ効果が得られる。

【図面の簡単な説明】
【図1】本発明の第1～4の実施の形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置のハイパスフィルタ (HPF) によって、組織からの超音波エコー成分を除去し、ローパスフィルタ (LPF) によって、血流からの超音波エコー成分を除去した例を示す図。

【図3】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト) 成分に応じて、ローパスフィルタ (LPF) の遮断周波数を任意に設定する例を示す図。

【図4】(a) 本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の超音波音響線の方向を傾向させた状態を示す概念図と、(b) 得られる超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト) の例を示す図。

【図5】(a) 本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の超音波音響線の方向が血流の方向と直交する場合を示す図、(b) 得られる超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト) の例を示す図。

【図6】(a) 本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の超音波音響線の傾斜角を大きくした場合を示す図、(b) 得られる超音波エコーの位相シフト (ド

プラシフト) の例を示す図。

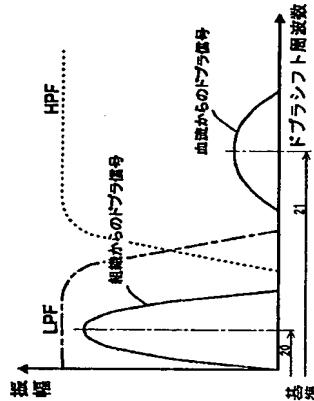
【図7】本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図8】本発明の第3の実施の形態における超音波診断装置のBモード画像上に血流速度と血管壁の運動速度を波形表示した例の模式図である。

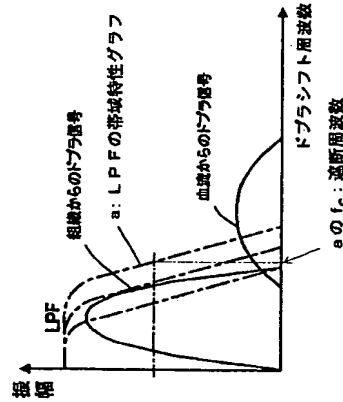
【符号の説明】

- 1 超音波プローブ
- 2 超音波送信受信部
- 3 送信制御部
- 4 位相検波部
- 5 フィルタ
- 6 フィルタ
- 7 検波信号比較部
- 8 血流速度演算部
- 9 組織運動速度演算部
- 10 検波部
- 11 制御制御部
- 12 DSC
- 13 表示制御部
- 14 モニタ
- 15 CPU
- 16 ECG
- 17 血圧波形
- 18 超音波診断装置本体
- 19 PCG
- 20 組織からの超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト)
- 21 血流からの超音波エコーの位相シフト (ドプラシフト)

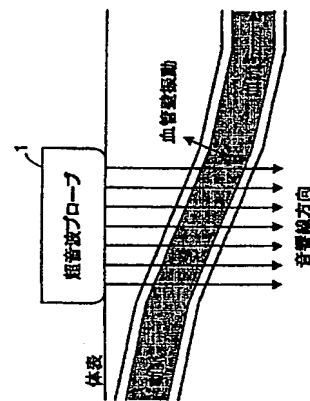
【図2】



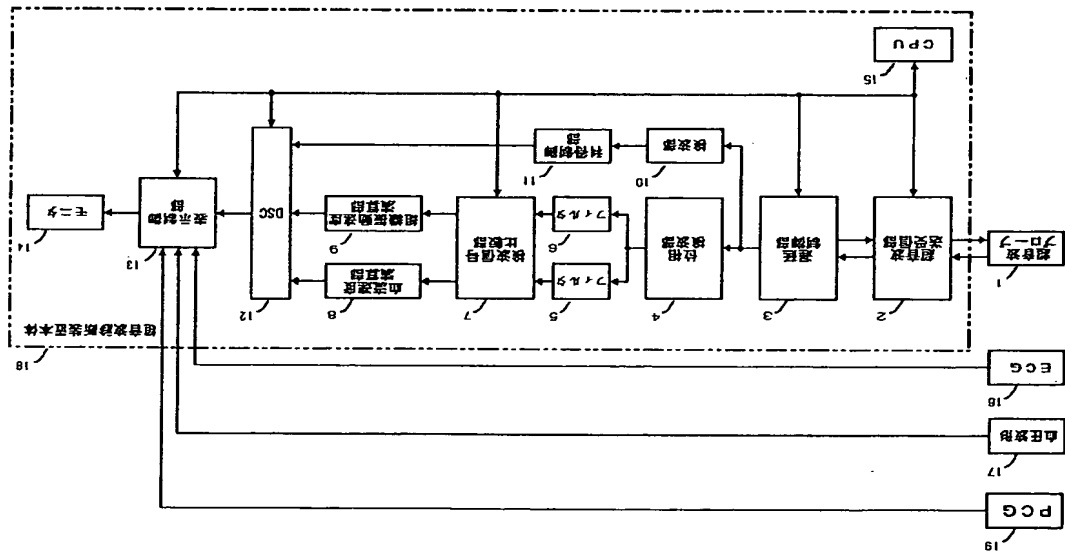
【図3】



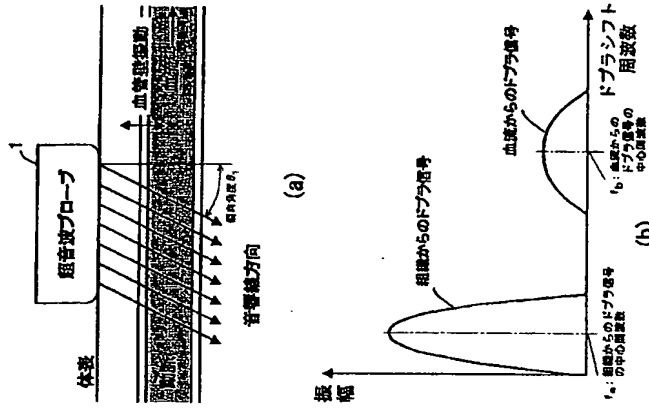
【図7】



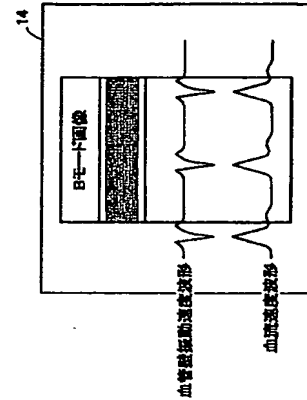
【图1】



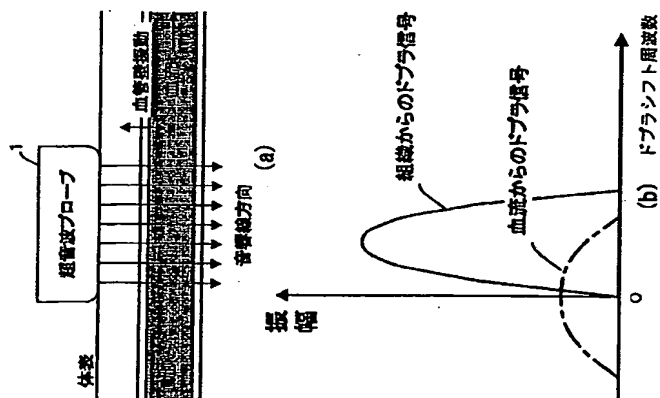
【图4】



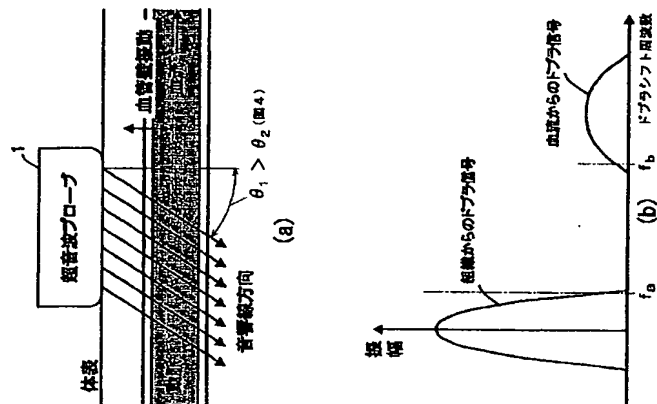
【8】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 金井 浩

宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉05 東北大学大学院工学研究科内

Fターム(参考) 4C301 AA02 CC02 CC04 DD01 DD02
DD06 EE20 FF27 FF28 HH52
HH53 JB11 JB22 JB38 JB47
KK02 KK12 KK22 KK34 LL